

ORIGINALES

ELECTROCARDIOGRAFIA FUNCIONAL (*)

FRANZ KINLE.

II Clínica Médica de Karlsruhe

La función principal de la electrocardiografía es ofrecer un documento gráfico del funcionamiento del corazón humano, de manera que las curvas del ECG obtenidas con las desviaciones bipolares representan la expresión gráfica de las variaciones en el tiempo del potencial eléctrico entre los dos electrodos.

Esta variación del potencial en el tiempo está producida por una variación del campo eléctrico, que determina una variación del potencial eléctrico medido entre los dos electrodos. Puesto que el campo eléctrico del corazón humano no puede ser explicado por una variación del campo magnético, hay que aceptar que sólo puede ser producido por el movimiento de cargas eléctricas, ya que efectivamente sabemos que en el corazón humano existe un acúmulo de éstas en forma de iones. Los electrocardiogramas registrados están caracterizados por la presencia de complejos (QRST) que siguen a una pausa de reposo diastólica, designada como línea 0, sin oscilación, ya que el potencial no varía. Estos complejos registrados, que son verdaderas variaciones de la tensión en función del tiempo, tienen que ser producidos por una movilización de las cargas eléctricas que originan las variaciones del campo eléctrico.

Estos movimientos de las cargas eléctricas, o corriente iónica, que ocurre en el propio músculo cardíaco, es lo determinante de las variaciones del campo eléctrico interno del corazón, el cual, propagándose a la cavidad torácica, determina el campo eléctrico externo del corazón.

La misión importante de la electrocardiografía es, por consiguiente, medir las variaciones de las tensiones de la superficie del cuerpo y, por consiguiente, del campo eléctrico externo del corazón y de ella sacar conclusiones de las variaciones del campo eléctrico interno del corazón y con ello del movimiento de sus cargas. Si técnicamente es posible medir el movimiento de las cargas en el músculo cardíaco, se nos presenta una posibilidad de sacar conclusiones importantes sobre la función del corazón o de la corriente iónica durante la actividad cardíaca.

La electrocardiografía practicada hasta ahora está caracterizada:

1.º Por ser tomadas las derivaciones con distancias variables entre los electrodos (electrocardiograma de las extremidades, diferentes sistemas de las tomas precordiales).

2.º Por ser tomada con diferente polaridad.

3.º Por ser tomada con una posición desconocida de los electrodos que es característica de todos los sistemas (por ejemplo, entre las extremidades y en las derivaciones de Wilson por un electrodo precordial y su llamado electrodo indiferente).

4.º La electrocardiografía actual, en la forma de las derivaciones precordiales de Wilson, está caracterizada porque es desconocida la dirección de la medida entre los dos electrodos.

Toda medida de la tensión entre dos puntos de un campo eléctrico puede ser definida como

$$u = \varphi_2 - \varphi_1,$$

es decir, como diferencia de potencial entre dos puntos, pero también puede serlo como

$$u = \int_O^T E dr.$$

es decir, como la suma de los dos productos internos de la intensidad local del campo a distancias infinitesimales situadas entre los dos electrodos; la electrocardiografía actual mide tensiones entre puntos que están situados en la periferia del campo eléctrico externo del cuerpo humano. Por esto son muy pocas las posibilidades que se tienen para determinar el campo eléctrico interno del corazón, y el movimiento de sus cargas durante la actividad cardíaca, al deducirlas de la medida de la tensión entre muy pocos puntos de la superficie corporal o campo eléctrico externo. En los registros electrocardiográficos por los métodos actuales nos quedan ignorados los componentes locales de la tensión entre ambos electrodos, por lo que quedan muy pocas posibilidades para sacar deducciones del movimiento de las cargas que efectivamente se producen en el corazón. Por esto tenemos muy poco conocimiento de las cargas, y en todos los casos es imposible una medida cuantitativa, por lo que la electrocardiografía actual está basada sólo sobre empirismos, que no es otra cosa que registrar electrocardiogramas y compararlos con los hallazgos clínicos y de las autopsias. Por experiencias acumuladas durante decenios de años, se pueden sacar deducciones de variaciones del es-

(*) Conferencia pronunciada en la Facultad de Medicina de Sevilla.

pacio ST y trazado de T y hablar así de una llamada lesión miocárdica, o hacer relaciones empíricas entre un infarto y una forma determinada de elevación del espacio SR, o que ciertas interrupciones de las ramas del sistema de conducción demostradas histológicamente guardan relación con ciertos ensanchamientos y deformaciones del complejo ventricular inicial, desarrollándose así un sistema de conocimientos empíricos que sirven para el desarrollo del diagnóstico electrocardiográfico práctico.

Al lado de esta electrocardiografía clínica se desarrolla otra experimental obtenida en los preparados con tiras de músculos cardíacos. Algunos fisiólogos (por ejemplo, en Alemania, SCHÜTZ y ROSTCHUH) han estudiado durante decenios muchos electrocardiogramas de tiras de músculos de animales de sangre fría; los trazados hechos con las tiras musculares cardíacas no concuerdan con los obtenidos en los enfermos; mientras que aceptamos como válida la regla que en el electrocardiograma de extremidades en personas sanas de corazón la onda T es positiva en I, así como también en las precordiales de Wilson, por ejemplo, la V4 hasta la V7, vemos que en las cintas musculares cardíacas se registra un hallazgo muy diferente, cual es una T negativa para R positiva, siendo R y T siempre discordantes, o sea, en dirección opuesta. Hay, por consiguiente, una gran discrepancia entre los resultados experimentales y las bases de la electrocardiografía clínica. El puente que cubre esta sima entre lo experimental y lo clínico ha sido cubierto por concepciones especulativas.

Se han discutido, durante el desarrollo de la electrocardiografía, estas discrepancias experimentales y clínicas y se ha tratado de llenar siempre esta laguna por conceptos especulativos. Como expresión de estos intentos podemos recordar, por ejemplo, el gradiente ventricular de Ashman y Wilson, que por medio de una valoración vectorial de la superficie de R y T quieren descubrir las variaciones de la conducción en los casos de lesiones. Más adelante veremos que la T positiva con R positiva se producen por mecanismos completamente diferentes al que aceptan ASHMAN y WILSON, con lo que se hace patente la falta de valor del gradiente ventricular y su insuficiente base teórica. Otra concepción de la electrocardiografía conduce a las consideraciones vectoriales y a la vectocardiografía. Si se acoplan entre cada dos electrodos otros dos que expresen de manera medible la función tensión-tiempo, se obtiene un "asa vectorial" en vez de dos "electrocardiogramas lineales". Puesto que se acoplan dos funciones escalares de tensión tiempo, sólo puede producirse una función escalar de tensión tiempo. Los partidarios de la vectocardiografía sacan conclusiones sobre las variaciones del campo eléctrico interno del corazón que influyen en tales asas vectoriales; ellos, al aceptar

una distribución dipolar de las cargas eléctricas, aceptan en el corazón un vector que rota alrededor de un punto eléctricamente cero, por lo que las variaciones del campo eléctrico cardíaco pueden ser representadas totalmente por un vector. Las conclusiones sacadas de la intensidad y dirección del campo externo llevadas al campo interno son, sin embargo, de poca confianza y descansan sobre un error físico. La poca solidez de los cimientos teóricos de la vectocardiografía sólo pueden ser completados empíricamente durante años, por lo cual concluimos que el ECG lineal queda muy por encima de la vectocardiografía en todos los casos. También la actual extensión de la vectocardiografía espacial contradice leyes fundamentales físicas. Por consiguiente, la laguna entre los hallazgos experimentales y clínicos también son cubiertas por concepciones especulativas.

Mis investigaciones, que comenzaron en 1948 en colaboración con ingenieros y físicos, hechas



Fig. 1.—Sobre los puntos de intersección del sistema de coordenadas señalados sobre la pared anterior del tórax se colocan los electrodos que conservan rigidamente siempre la misma distancia, para obtener así los electrocardiogramas elementales que constituirán la imagen funcional eléctrica.

en mi clínica, tenían como misión: 1.º Liberar la técnica electrocardiográfica del confusionismo físico, y 2.º Alcanzar los fundamentos electrotécnicos teóricos prácticos y las condiciones físicas constantes para todas las derivaciones. Los postulados que deben ser tenidos en cuenta para considerar las medidas electrocardiográficas de las tensiones entre dos puntos de un campo eléctrico son: 1.º Polaridad constante. 2.º Constante distancia entre los electrodos. 3.º Dirección de la medida bien definida de preferencia constante; y 4.º Una distancia de medida muy pequeña que permita medir sistemáticamente y definir las líneas de fuerzas en un campo eléctrico extendido en el espacio.

Muy adecuado aparece el empleo de un sistema de coordenadas situado sobre el plano anterior del tórax, que es la superficie que se encuentra más próxima al corazón, y emplear la

polaridad de la derivación (fig. 1). La pared anterior del tórax queda dividida por un sistema de coordenadas, siendo los puntos de intersección de las ordenadas con las abcisas los puntos donde se colocan los electrodos bipolares rigidamente fijos, explorando el campo eléctrico

distancia de tres centímetros. El resultado de un tal examen se compone de 150 a 300 electrocardiogramas unitarios por pacientes, que son verdaderas unidades electrocardiográficas, los que representan las variaciones de los potenciales eléctricos entre dos puntos definidos, co-

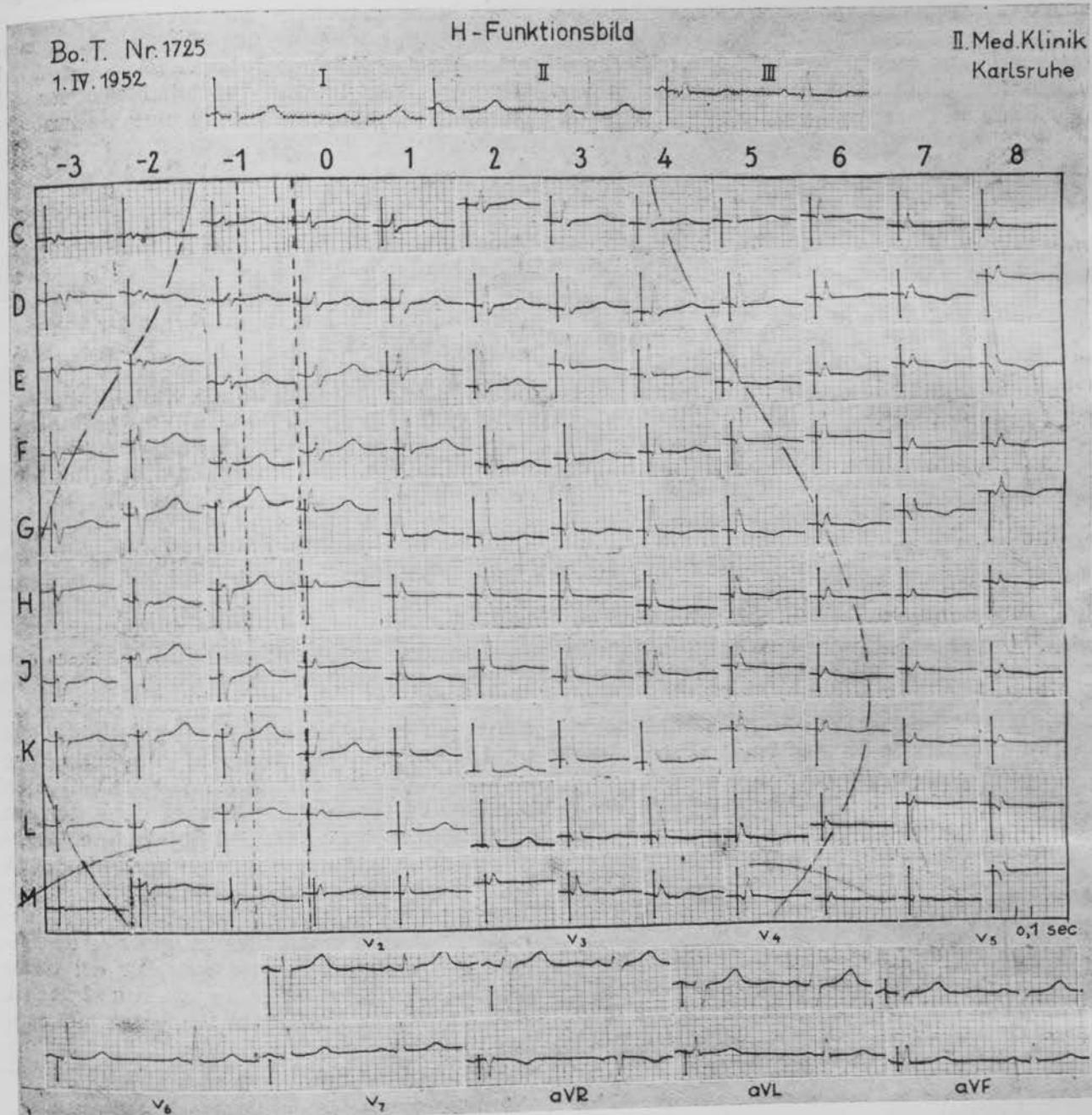


Fig. 2.—Imagen funcional horizontal de un corazón sano, formada por electrodos elementales locales tomadas horizontalmente. A cada lado de la línea de separación se reconoce el curso en espejo de la curva. La amplitud está modificada por el medio.

trico, primero horizontal y luego verticalmente; así se registran, entre ambos electrodos, una función dependiente de la tensión y del tiempo (fig. 2). Se ha demostrado también que una reducción de la distancia a tres centímetros entre los electrodos es la conveniente para registrar la función tensión-tiempo con la función tiempo del gradiente del potencial dentro de los límites prácticos. Por esto se ha elegido la

locados en el sistema de coordenadas, cuyas curvas son obtenidas con constantes y claras condiciones físicas (fig. 3). Estas unidades electrocardiográficas representan un mosaico que puede ser definido como la imagen eléctrica del corazón, puesto que representan un cuadro de las variaciones de la tensión entre los puntos en que están colocados los electrodos en la pared anterior del tórax.

EL PUENTE DE UNIÓN ENTRE LOS RESULTADOS EXPERIMENTALES EN LAS TIRAS MUSCULARES DE LOS ANIMALES DE SANGRE FRÍA Y LA ELECTROCARDIOGRAFÍA EN EL HOMBRE.

Como primeros resultados de la investigación se obtuvo la concordancia entre los tipos fundamentales de las curvas registradas en las cintas musculares cardíacas de los homeotermos y mis ECG unitarios registrados en la pared anterior del tórax en el hombre. Utilizando la polaridad de la derivación primera, se obtienen

por los trozos del sistema de conducción y del músculo cardíaco, que están situados en su vecindad, o sea en el campo de proyección geométrico de la misma profundidad del corazón, se puede considerar como fundamentado el diagnóstico topográfico y puede ser construido el sistema de análisis local de la función del corazón humano.

La demostración de que estos electrocardiogramas registrados en la superficie anterior del tórax son una imagen funcional eléctrica del sistema de conducción y de la musculatura car-

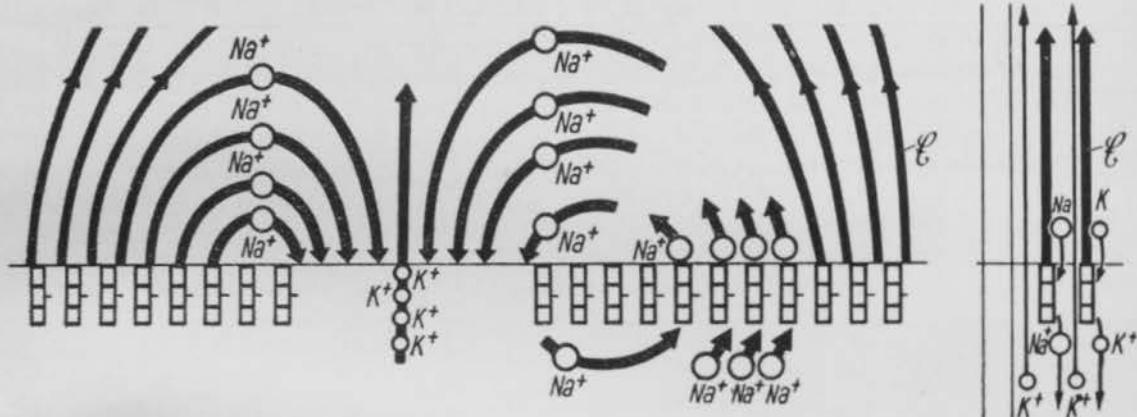


Fig. 3.—Representación esquemática de las vías de dispersión de los iones en la membrana celular. Resultado del cálculo del campo eléctrico exterior de una fibra muscular excitada.

en la superficie de proyección del ventrículo izquierdo curvas con R positiva y T negativa, mientras que en la proyección correspondiente al ventrículo derecho se obtienen curvas con R negativa y T positiva. Con esto quedaba hecha la conexión de los registros electrocardiográficos del corazón humano con las curvas obtenidas experimentalmente en las cintas musculares cardíacas. Con el empleo de estas condiciones tan rígidas, nos fué posible hacer mediciones cuantitativas de la imagen funcional eléctrica del sistema de conducción y las imágenes funcionales eléctricas de la musculatura de trabajo del corazón humano.

EL DESARROLLO DE LAS IMÁGENES FUNCIONALES ELÉCTRICAS DEL SISTEMA DE CONDUCCIÓN INTRAVENTRICULAR.

La hipótesis en la que se fundamenta el desarrollo de la imagen funcional eléctrica del sistema de conducción y de la musculatura cardíaca está basada en la consideración de que estos ECG locales obtenidos en estas condiciones corresponden cada uno a espacios definidos del sistema de conducción y de la musculatura cardíaca. Sólo al demostrar que la curva registrada localmente está originada exclusivamente

diáca que corresponde a trozos definidos del corazón, se ha conseguido al observarse que eran idénticas las curvas (tomadas siempre en igualdad de condiciones físicas) de la tensión eléctrica y del gradiente del potencial en la dirección de la fibra con las curvas obtenidas en las mismas condiciones físicas sobre la superficie de un corazón de animal de sangre caliente, y con las curvas tomadas en igualdad de condiciones físicas en la cara anterior del tórax humano. Al observarse estas pruebas se hacían simultáneamente objeciones fundamentales contra la significación dada hasta ahora a la formación del ECG o como se expresan en las modernas teorías de la electrocardiografía.

El campo eléctrico exterior de una fibra cardíaca excitada se consiguió registrándose la curva de potencial obtenida entre un punto lesionado biológicamente y otro conservado intacto, y luego obteniéndose el campo eléctrico exterior de una fibra muscular excitada, calculado por la distribución lineal de las cargas eléctricas correspondientes a la variación del potencial. Nosotros hemos hecho este cálculo basándonos tanto en las condiciones estáticas y funcionales locales, calculadas, como en las condiciones dinámicas, y por esto hemos podido determinar el camino de la emigración de los iones y su variación en el tiempo. Primeramen-

te se encontró un tipo fundamental de curva de tensión, que era idéntica a las curvas difásicas de acción, registradas experimentalmente en las fibras no lesionadas, es decir, una curva difásica con onda R dirigida en sentido opuesto a la onda T. Además pudo ser demostrado que

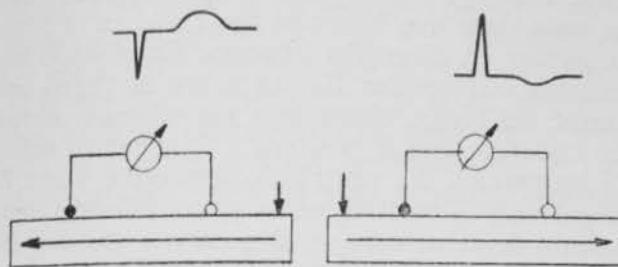


Fig. 4.—Registro bipolar de la tensión eléctrica en una tira muscular cardíaca extendida (según SCHUETZ y ROTHSCHUH) con constante polaridad y excitada en sentido inverso. Las curvas son idénticas, pero como vistas en un espejo.

utilizando las condiciones ya dichas, la curva de tensión era idéntica a la variación del gradiente del potencial.

Utilizando microelectrodos a distancia constante, aplicados por adhesión a la superficie del corazón del perro vivo, dieron el mismo tipo fundamental de curva, siendo iguales las obtenidas en la superficie del corazón del perro y las curvas del tensión del gradiente calculadas a partir del campo eléctrico de la fibra.

Primeramente, nos explica esto la relación existente entre la curva de tensión calculada de la fibra muscular cardíaca única y la curva

registrada bajo las mismas condiciones físicas en la superficie del corazón del perro vivo, lo que nos demostró la curva de la función tensión-tiempo en la superficie del corazón del perro vivo, la cual tiene que ser tomada, efectivamente, como alteraciones del campo eléctrico, las cuales son condicionadas por la función eléctrica del trozo definido del sistema de conducción y musculatura de trabajo correspondiente al trozo situado entre los electrodos.

El hecho de que los ECG registrados localmente en la pared anterior del tórax, tomados bajo las estrechas condiciones citadas, correspondan a trozos definidos del sistema de conducción y de la fibra muscular cardíaca, tiene una prueba más en el hallazgo en la pared anterior del tórax del hombre de curvas típicas fundamentales, iguales a las registradas directamente en la superficie del corazón del perro (con lo que traemos la misma prueba anterior, pero en sentido inverso) y al campo de la fibra calculado correspondiente a una fibra muscular cardíaca excitada. Así fué posible relacionar estrechamente las curvas electrocardiográficas locales registradas en la superficie anterior del tórax humano con trozos perfectamente definidos del sistema de conducción y de la musculatura de trabajo.

LA DEFINICIÓN DEL CONCEPTO DE EXCITACIÓN DEL CORAZÓN HUMANO.

Nosotros podemos estudiar la excitación del corazón humano siempre que resolvamos dos

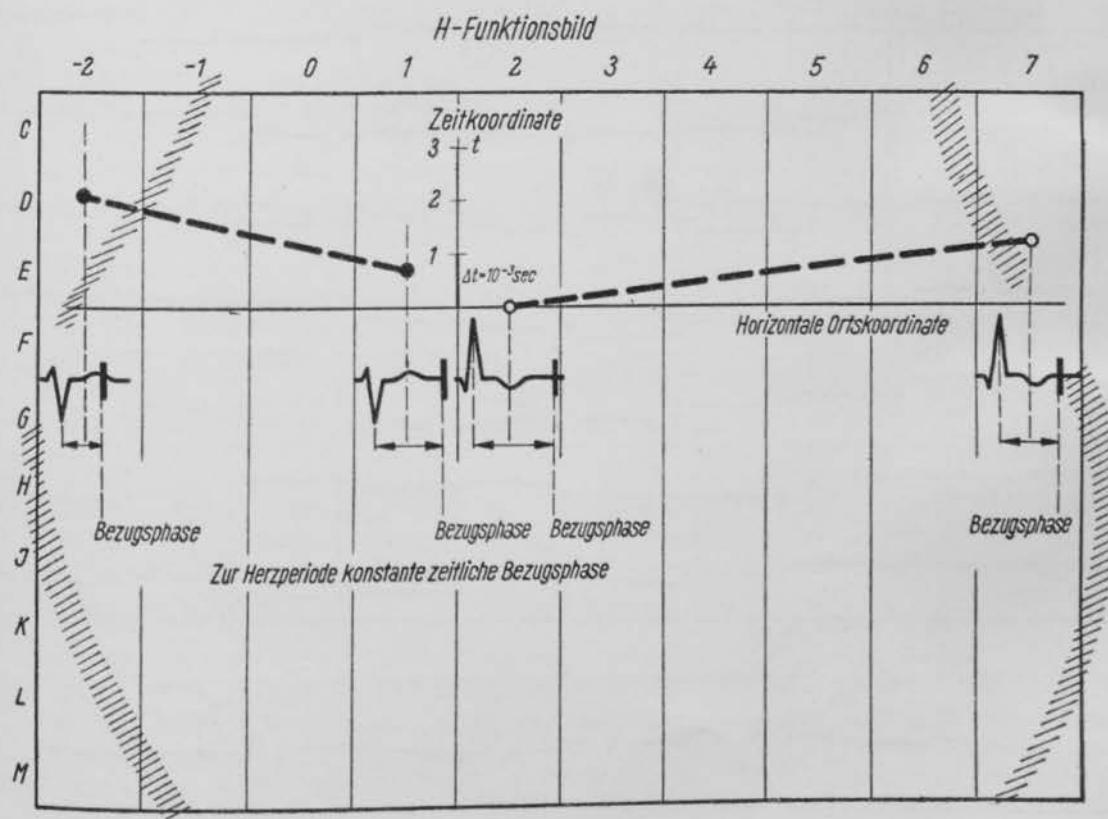


Fig. 5.—Determinación de la velocidad de propagación de la onda de excitación en el corazón humano, por medio de una marca de tiempo que es constante con el ritmo cardiaco, pero independiente de la excitación local.

problemas: 1.^o La determinación de la dirección de una onda de excitación deducida del engrama de la onda de depolarización, esto es, onda R; y 2.^o La determinación de la velocidad con que se traslada la onda única de excitación.

Puesto que en la práctica electrocardiográfica actual no se han hecho registros con la debida constancia física, especialmente en lo que se refiere a la polaridad, no se ha podido reconocer en la electrocardiografía clínica hasta ahora una relación entre la dirección de la oscilación del engrama de depolarización (onda R) y la dirección de marcha en la onda de excitación (fig. 4). Esta relación la ha demostrado ROTSCUH en sus experimentos sobre trozos de musculatura cardíaca extendida en for-

ma de tiras. En los registros bipolares en cintas musculares cardíacas que han sido excitadas en un extremo, obtuvo curvas difásicas con discordante T; por el contrario, excitando el extremo opuesto, obtenía una curva que era la misma como si fuera reflejada en un espejo. Este hallazgo corresponde a que en cada caso la onda tiene que hacer su recorrido en la fibra muscular en dirección opuesta. Empleando las mismas condiciones físicas sobre la pared anterior del tórax, obtenemos las mismas curvas de registro; con R positiva y T negativa sobre la proyección del ventrículo izquierdo, y con R negativa y T positiva en la proyección del ventrículo derecho, esto es, dos curvas que son simétricas entre sí, o sea, una vista directamente

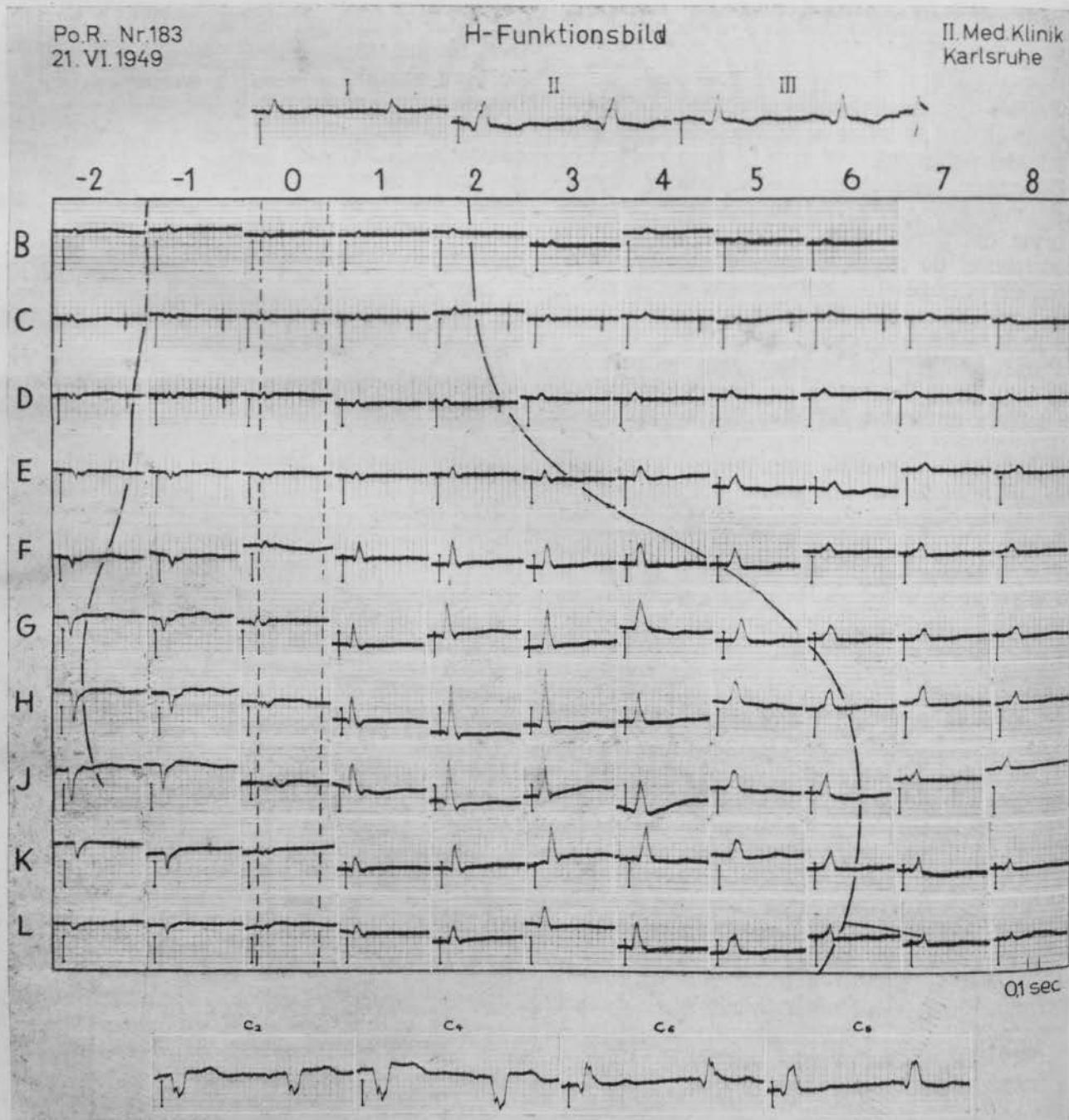


Fig. 6.—Ejemplo de un bloqueo de rama izquierda a consecuencia de un infarto. La velocidad normal de conducción en las ordenadas 1 y 2, está reducida en las verticales 4, 5 y 6.

y la otra como si fuera la primera reflejada en un espejo (fig. 5). El hecho de que la onda R tenga direcciones opuestas entre sí en el lado derecho y en el izquierdo, es una prueba de que la excitación marcha en sentido opuesto en ambos ventrículos, es decir, en sentido divergente.

Delante de la onda R hay siempre una pequeña onda dirigida en sentido opuesto, que es precisamente la onda Q (fig. 6); esto demuestra que al mismo tiempo que se produce la onda de excitación determinante de la R, hay otra otra onda de excitación, que tiene que ir dirigida en sentido opuesto; y puesto que la amplitud de esta onda es más pequeña, tenemos

que aceptar que está producida más lejos del sitio en que tomamos el registro y, por consiguiente, tenemos que aceptar que la onda R corresponde a la parte muscular miocárdica sub-pericárdica y la onda Q al miocardio sub-endocárdico.

De todo esto podemos deducir que la onda de excitación en ambos ventrículos, en término general, corren en la región sub-endocárdica en un sentido convergente, mientras que en las zonas exteriores o sub-pericárdica en un sentido divergente. Este concepto ha podido ser demostrado directamente en el corazón del perro puesto al descubierto, por medio de tomas bipolares

H-Funktionsbild

Br.L. Nr.424
30.XI.1949

II.Med.Klinik
Karlsruhe

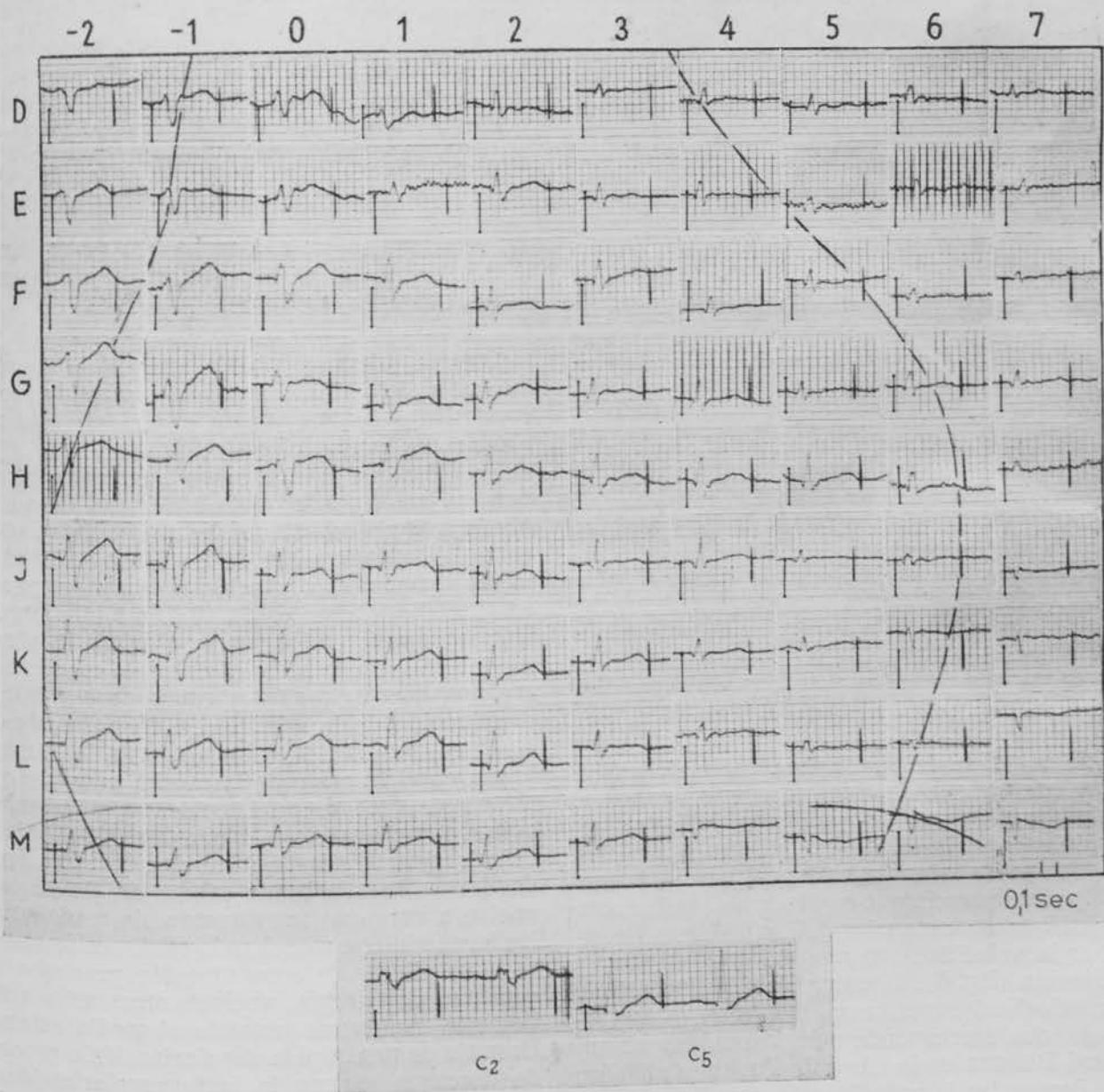


Fig. 7.—Imagen eléctrica funcional horizontal de un paciente con bloqueo de Wilson. Modificación de la excitación del corazón tanto sobre el ventrículo izquierdo como sobre el derecho.

con electrodos de agujas, bien aislados, que se hundían a las profundidades elegidas en pleno espesor del miocardio.

La determinación del tiempo de latencia de la onda R de los ECG locales de la pared anterior del tórax, la pudimos conseguir utilizando

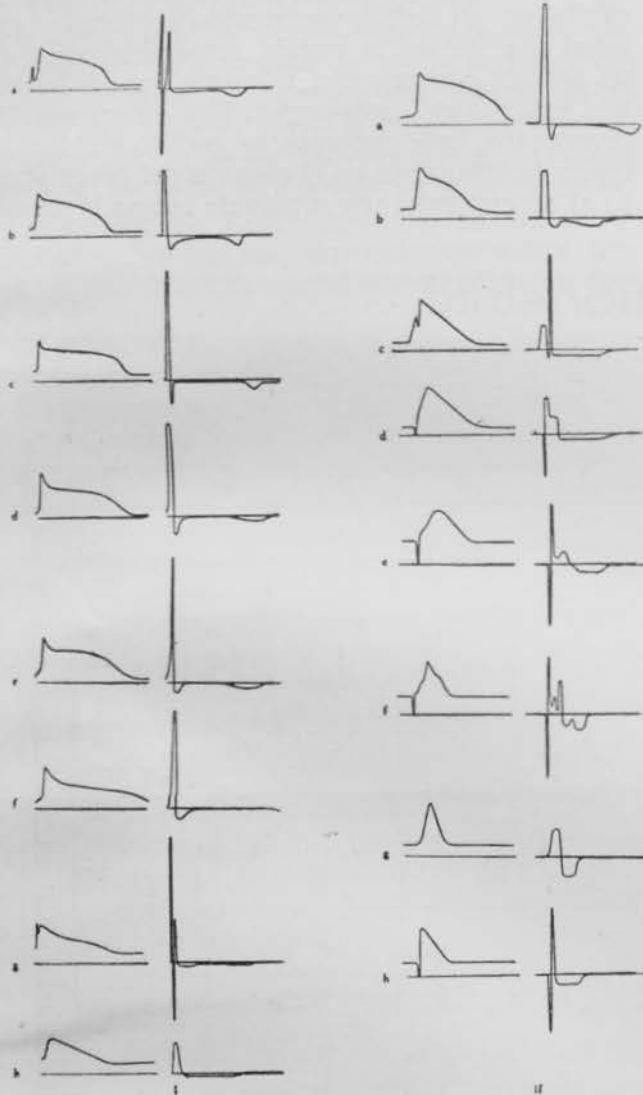


Fig. 8.—Derivación monofásica de una tira cardiaca de sangre fría (según RONCK) introducida en una solución de cloruro cálcico. Obtención de la curva monofásica con concentraciones menores (I) y con concentraciones mayores (II); fueron registradas con pequeños intervalos de tiempo. Al lado de las curvas monofásicas está registrada la función tiempo de la tensión obtenida por diferenciación, que muestran un desarrollo característico.

do un registro de una marca especial, combinada con cada ECG, que es constante con el período cardíaco e independiente de los procesos de excitación local (fig. 7). Con el registro del tiempo de latencia, y conociendo al mismo tiempo la distancia que existe entre los dos puntos en que se toman los ECG, podemos determinar la velocidad con que marcha la onda de excitación (fig. 8). Nosotros hemos encontrado una velocidad superior a cinco metros por segundo, que corresponde a la velocidad que encontró BURGER en la fibra de Purkinje aislada; esto demuestra la organización superior que tiene el corazón para repartir con la máxima efectividad su onda de excitación.

Con este método podemos estudiar las variaciones fisiológicas de la excitación del corazón humano y localizar y caracterizar las alteraciones patológicas. Así he podido yo encontrar que los bloqueos afectan la mayoría de las veces a los dos ventrículos, debiéndose distinguir en los bloques de rama la situación distal y proximal; la excitación marcha en término general por las ramas bloqueadas en la misma dirección que normalmente, alcanzando toda la pared muscular, con una velocidad que es la normal hasta que llega en la rama al punto lesionado, y de aquí en adelante con la velocidad fuertemente reducida, aproximadamente de un metro por segundo, típico ya de la musculatura cardiaca de trabajo (fig. 9).

En el bloqueo de rama de Wilson no se trata como hasta ahora se ha creído, de una simple interrupción de la rama derecha del fascículo, sino de una alteración compleja de la distribución de la excitación en el ventrículo derecho e izquierdo simultáneamente.

Basado en estos conocimientos, nosotros exponemos unas ideas completamente nuevas de los trastornos de conducción intraventricular, que está basada en las imágenes eléctricas del sistema de conducción intraventricular.

EL DESARROLLO DE LAS IMÁGENES FUNCIONALES ELÉCTRICAS DE LA MUSCULATURA DE TRABAJO DEL CORAZÓN HUMANO.

Tenemos demostrada la existencia de una variación del campo eléctrico, producida por el movimiento de las cargas eléctricas; esta variación del campo eléctrico de las fibras musculares durante la excitación tiene como origen una variación en la distribución de los iones. Mientras que en estado de reposo la relación entre la concentración de los iones sodio en el medio externo con relación a la concentración en el medio interno es de 40/1 con una proporción semejante de los iones potásicos en el medio interno con relación al externo, cuando ocurre una depolarización a consecuencia de una disminución de la resistencia de la membrana eléctrica, penetra el sodio a través de la membrana en el interior de la célula, mientras que el potasio quedado en libertad por el complejo actomiosina, atraviesa la membrana saliendo al exterior, variándose así la relación entre estos dos iones. La membrana celular así descargada vuelve a cargarse nuevamente, de manera que los iones sódicos, marchando en dirección opuesta al gradiente de concentración gracias a un consumo de energía, vuelven otra vez a atravesar la membrana pasando al medio externo. Después de una rápida depolarización o proceso de descarga, ocurre la lenta repolarización o período de recarga de la membrana celular. El proceso de depolarización queda representado en el ECG por la onda R, mientras que la reposo

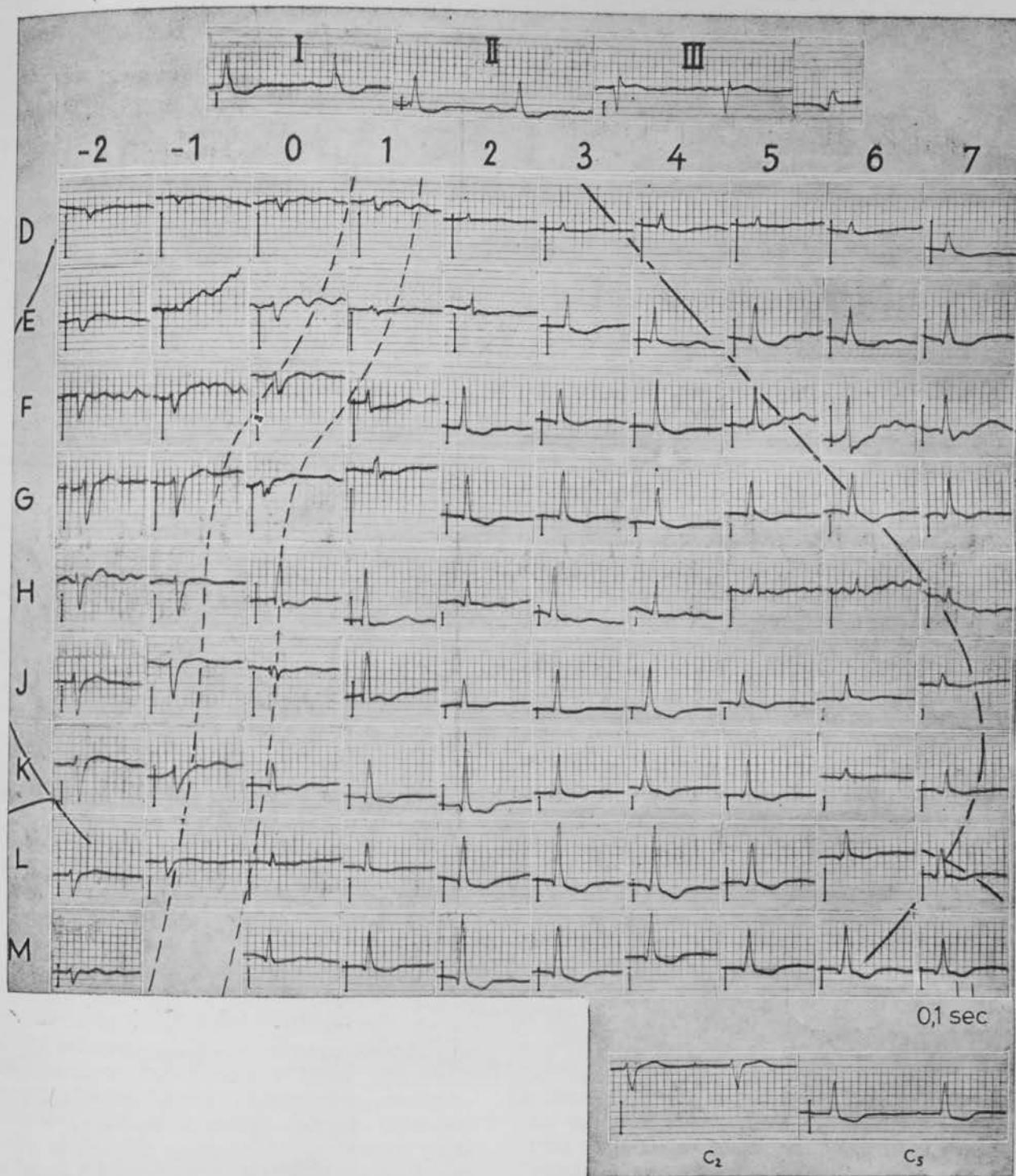


Fig. 9.—Imagen funcional eléctrica horizontal de un paciente con miocarditis con gran apertura de la membrana.

larización por el espacio ST y la onda T, por lo que en las curvas tensión-tiempo quedan representadas gráficamente el curso temporal y formal de los procesos de depolarización y repolarización (fig. 10). En las fibras musculares cardiacas pueden ser registradas gráficamente por vía experimental las variaciones de los procesos de depolarización y repolarización; así se puede registrar el proceso de repolarización y depolarización en forma de curva de acción monofásica, si se introduce en soluciones de cloruro cálcico, de diversas concentraciones, cintas de músculo cardíaco de animales de sangre fría.

Hemos calculado el cociente diferencial de la curva de tensión de acción monofásica, que representa el curso del potencial, en las imágenes funcionales eléctricas humanas que registran la tensión de acción difásica, o sea, las curvas de tensión o variación temporal del gradiente del potencial, para así compararlas con los ECG locales registrados en la pared anterior del tórax (fig. 11). Teniendo delante las curvas difásicas registradas en la pared anterior del tórax, siempre que se utilicen las mismas constantes condiciones físicas, y obteniéndose así por consiguiente el cuadro funcional eléctrico, podemos llegar a comprender la mo-

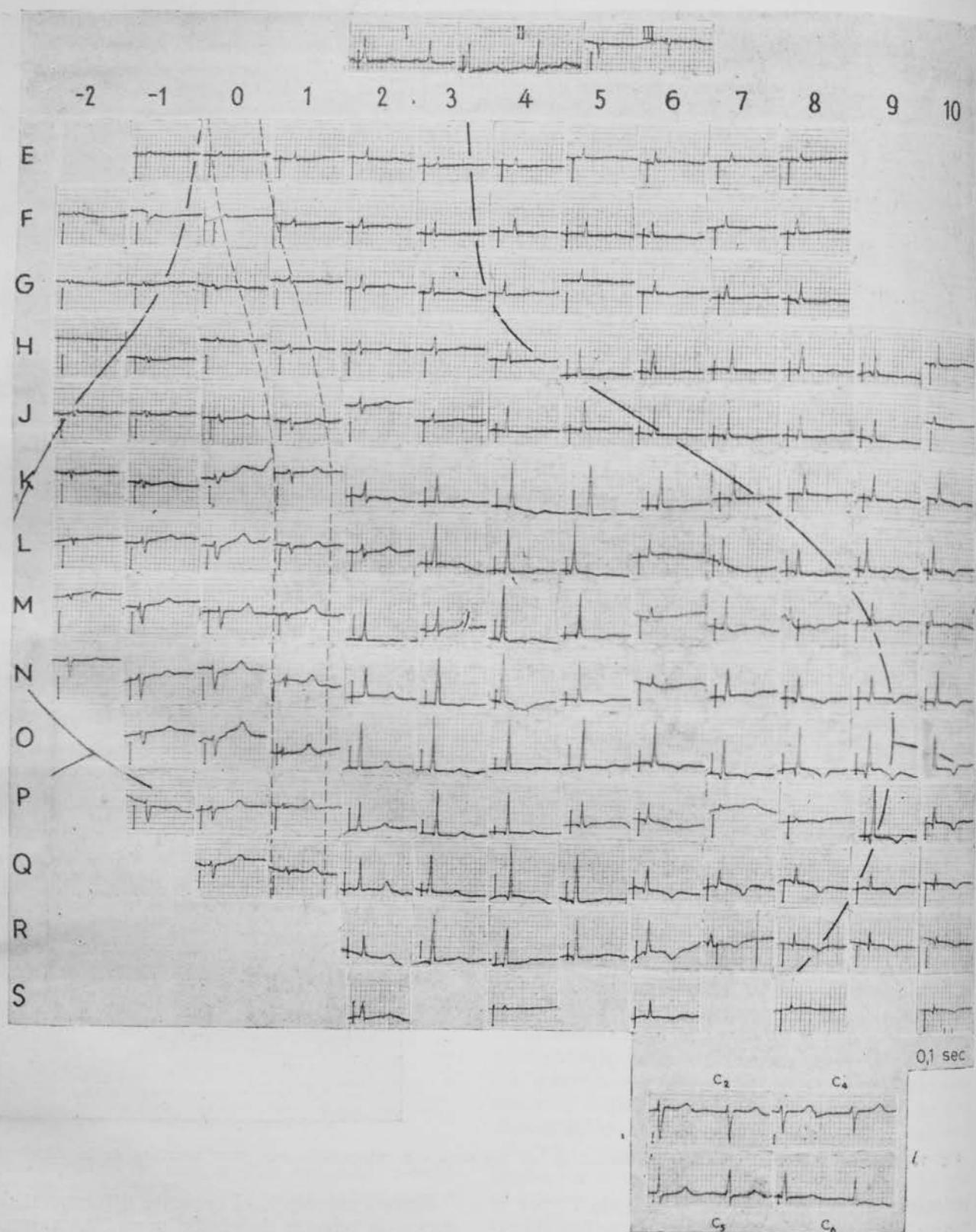


Fig. 10.—Imagen funcional eléctrica de un paciente con nefritis crónica e hipertotasemia y por ello una fuerte disminución de la permeabilidad de la membrana.

vilización de las cargas eléctricas correspondientes al agregado muscular del corazón humano. No solamente es posible definir estados funcionales duraderos correspondientes al agregado muscular cardíaco, sino que también es posible para estados funcionales muy pasajeros.

Los resultados físicos del cuadro eléctrico cardíaco se convierten ahora en un cuadro fun-

cional eléctrico de la musculatura de trabajo del corazón humano.

VARIACIONES DEL ESTADO FUNCIONAL DE LA CÉLULA MUSCULAR CARDIACA HUMANA EN LA REALIDAD CLÍNICA.

Con estas ideas hemos investigado 2.010 pacientes. El estado funcional medio de la mem-

brana puede variar en el sentido de un aumento de la permeabilidad, que origina una aceleración del proceso de repolarización y variaciones típicas formales escalonadas, como se deduce de nuestras curvas monofásicas de ten-

membrana celular con un aumento de la obtención de la energía anaerobia en el músculo cardíaco.

Teniendo presente esta concepción, es posible diferenciar variaciones poco duraderas de la función de la membrana y con esto del metabolismo del músculo cardíaco, como ocurre bajo el influjo del sistema nervioso, de las sobrecargas corporales, de descargas hormonales y de los efectos de medicamentos en el sentido de una disminución de la permeabilidad de una parte, y de otra, de un aumento de la permeabilidad por variaciones funcionales de larga duración de la musculatura de trabajo. Es también posible separar alteraciones fisiológicas de hallazgos patológicos. Por todo esto, se puede sacar del gran cajón de sastre de "lesión miocárdica" y señalar las lesiones del músculo cardíaco en el sentido de una mio-oxicardosis como aumento de la permeabilidad de la membrana (inflamación, tirotoxicosis), de una mio-anoxicardosis, es decir, una desviación anaerobia del metabolismo cardíaco, como corresponde al cuadro patológico señalado. Como en la hipertrofia, en la anoxemia, en las alteraciones miocárdicas degenerativas, en las lesiones hepáticas, en las enfermedades del riñón con alteraciones del espectro proteico y del metabolismo electrolítico y en las hepatosis. También la isquemia queda limitada como forma particular, teniendo presente la situación funcional de la membrana celular, por lo que es característico del músculo cardíaco la presencia de la curva monofásica de la fibra lesionada, muy característica de este trastorno funcional del músculo cardíaco.

Lo que se acaba de decir hasta ahora no es más que un método científico para el estudio, ya que no tiene ninguna ventaja tener que registrar 250 a 300 ECG funcionales elementales, por lo que es necesario.

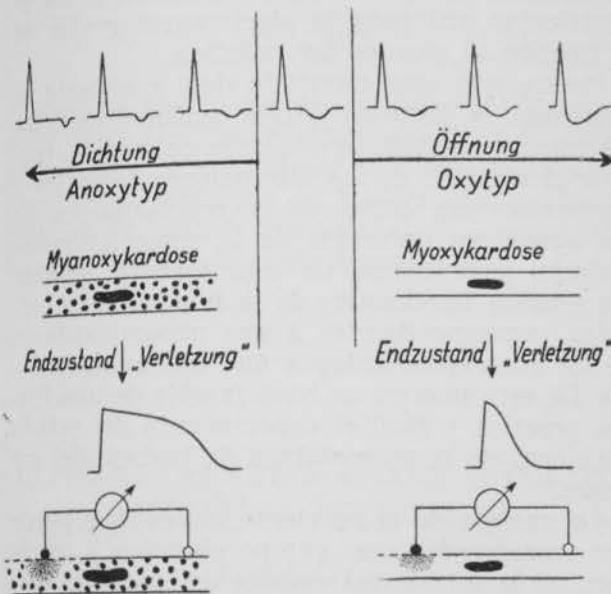


Fig. 11.—Serie de desarrollo sobre la línea vectorial de electrodos elementales locales; en una, un aumento progresivo de la permeabilidad de la membrana, de una parte, y de otra, una disminución progresiva de la misma.

sión de acción, basado en el concepto de RODECK, que desarrolla en serie el tipo fundamental. Hemos visto una apertura de la membrana o aumento de la permeabilidad en la inflamación del músculo cardíaco y en la tireotoxicosis. El cuadro anatómico está caracterizado en estos casos por células adelgazadas sin inclusión de escorias metabólicas. De estos hallazgos hay que concluir que el aumento de la permeabilidad de la membrana celular está ligado con un aumento de la producción de la energía oxidativa del músculo cardíaco, cuyos productos finales, anhídrido carbónico y agua, son fácilmente difusibles, que no determinan precipitados de escorias en el campo celular. Una desviación en sentido opuesto de la función de la membrana conduce a una disminución de la permeabilidad con variaciones típicas del proceso de repolarización, tanto en el tiempo como también en la forma. En nuestras observaciones clínicas hemos encontrado estas variaciones en la hipertrofia, en el corazón del mixedema, en las lesiones parenquimatosas del hígado, en las enfermedades del riñón con variaciones del calcio y del potasio sanguíneo, en el sentido de aumento del potasio, en la caquexia, en los tumores malignos y en las infecciones crónicas, por ejemplo, en la tuberculosis pulmonar. El cuadro histológico de la célula muscular estaba caracterizado por un acúmulo de escorias en la célula muscular cardíaca y por alteraciones degenerativas de la estructura proteica, por ejemplo, una degeneración turbia. Hay que traer en conexión este estado funcional de la

EL DESARROLLO DE UNA ELECTROCARDIOGRAFÍA DE LA FUNCIÓN PARA LA PRÁCTICA MÉDICA DEDICADA DEL CUADRO FUNCIONAL ELÉCTRICO DEL SISTEMA DE CONDUCCIÓN Y DEL CUADRO FUNCIONAL DE LA MUSCULATURA DE TRABAJO DEL CORAZÓN HUMANO.

En nuestros 2.010 pacientes, al mismo tiempo que se ha hecho un estudio electrocardiográfico de la función del corazón, hemos hecho las derivaciones clásicas, las derivaciones de Wilson con su central terminal, así como también las tomas precordiales con un electrodo colocado en la espalda, estudiado por mí y no publicado, que nos ha llevado a poder comprender las alteraciones en estas derivaciones que vamos a llamar corrientes, basados en el estudio de nuestra imagen electrocardiográfica funcional. Gracias a estos estudios, los ECG de las extremidades y precordiales han experimentado un ensanchamiento en su expresión y su

capacidad diagnóstica. La posibilidad diagnóstica de las derivaciones de extremidades y precordiales quedan sin embargo limitadas, puesto que las condiciones físicas de estas derivaciones no cubren todas las posibilidades de captar las propiedades del campo cardíaco eléctrico, sino que la toma de los ECG de extremidades y precordiales representan los registros de variaciones de tensión entre dos puntos de la superficie del cuerpo con una distancia insuficientemente definida, especialmente en la periferia del campo eléctrico del corazón, que en los ECG de extremidades representan una enorme distancia entre los electrodos.

De esto se deduce que es necesario tener un método aplicable a la práctica médica, el cual permita obtener por lo menos los rasgos fundamentales de la función eléctrica del sistema de conducción y de la función eléctrica del músculo cardíaco con claras condiciones físicas de medida y limitado a un número práctico de tomas de derivaciones. Para esto tenían que ser utilizadas las constantes físicas que posibilitan una captación efectiva de la función eléctrica y simultáneamente utilizar la experiencia que habíamos obtenido teniendo presente el cuadro funcional eléctrico del sistema de conducción y el cuadro funcional eléctrico de la musculatura de trabajo. Con el fin de cumplir este cometido, y adaptándome a estas ideas, he construido un electrodo que llamo *electrodo para electrocardiografía de la función*.

Este electrodo se compone de varios electrodos unitarios, que tanto en sentido horizontal como en el vertical distan entre sí la *distancia* precisa de tres centímetros. Con éste se puede registrar ECG de la función, es decir, curvas de tensión que son idénticas al curso en el tiempo del componente escalar medio de la intensidad del campo. Con este electrodo se toma una serie horizontal (F_1 hasta F_5) y otra serie vertical (F_6 y F_7) con polaridad constante, siendo la base del apéndice xifoides y la línea media del esternón los puntos que sirven para localizar la buena situación del electrodo.

La serie horizontal tiene un desplazamiento de unos centímetros, porque nuestra experiencia nos ha demostrado que el ECG funcional típico del ventrículo izquierdo, en término general, está situado algo más caudalmente. Empleándose este electrodo de la función es posible reconocer trastornos funcionales del sistema de conducción. Los trastornos de conducción intraventricular pueden estar localizados tanto en el ventrículo izquierdo como en el derecho, o lo que es más frecuente, en los dos simultáneamente, y así distinguirse entre los trastornos de tipo proximal y tipo distal. Además, pueden ser diferenciados trastornos de la conducción intraventricular sin alteraciones de la dirección de propagación de la onda de excitación, de aquellos otros que tienen variaciones de la dirección de propagación. Por último,

es posible el diagnóstico de un bloqueo total de conducción separándolo del bloqueo producido por un infarto que afecta solamente a una capa del músculo cardíaco.

De esta manera se consigue el desarrollo de un sistema de trastornos de conducción intraventricular útil para la electrocardiografía de la función al alcance del práctico.

Puesto que este electrodo deja constante la polaridad, la distancia a tres centímetros entre los polos, y también la dirección de medida, permite el registro de las alteraciones formales y temporales del curso de la repolarización de los agregados definidos de la musculatura de trabajo, permitiendo de esta manera separar los estados funcionales de la musculatura cardíaca, correspondientes a una mio-oxicardiosis, de los correspondientes a una mio-anoxicardiosis. De esta manera se hace posible de una forma práctica y fácil el conocimiento del estado funcional de la musculatura de trabajo del corazón.

La energía de la corriente iónica, que puede ser considerada como campo eléctrico y mecánico en la membrana celular del músculo cardíaco, es la fuente de energía para el proceso de la concentración mecánica; este acoplamiento nos ofrece la posibilidad electrocardiográfica de hacer un diagnóstico precoz de la insuficiencia cardíaca. Puesto que el tamaño de la onda R en el ECG de la función local depende del espesor de las fibras, puede apreciarse con un error de ± 10 por 100 la hipertrofia y el peso del corazón, deduciéndolo del tamaño de la R, lo que es muy importante en el terreno diagnóstico.

Con esto se ha ampliado grandemente el conocimiento del estado funcional del músculo cardíaco y la capacidad de trabajo con este nuevo sistema de la electrocardiografía de la función.

RESUMEN.

El autor sienta las bases para el desarrollo de una electrocardiografía de la función para la práctica médica deducida del cuadro funcional eléctrico del sistema de conducción y del cuadro funcional de la musculatura de trabajo del corazón humano.

SUMMARY

The writer describes the basis of the development of electrocardiography of function for medical practice. It results from the electrical functional condition of the conduction system and from the functional condition of the working muscles of the human heart.

ZUSAMMENFASSUNG

Der Author stellt die Grundlagen für die Ausarbeitung einer Elektrokardiographie der

Herztätigkeit für praktischen Medizin auf, welche an Hand des elektrischen Bildes der Funktion des Leitungssystems und der Tätigkeit der Arbeitsmuskulatur des menschlichen Herzens ausgelegt wird.

RÉSUMÉ

L'auteur établit les bases pour le développement d'une électrocardiographie de la fonction pour la pratique médicale, déduite du tableau fonctionnel électrique du système de conductibilité et du tableau fonctionnel de la musculature du travail du cœur humain.

COLITIS ULCERATIVA GRAVE O COLITIS ULCERATIVA POLICAUSAL

J. NASIO.

Buenos Aires.

F. I. A. P. y F. N. G. A. N. Y.
Miembro de las Reales Academias de Medicina de Barcelona
y Sevilla.

DENOMINACIÓN.

Denominamos colitis ulcerativa policausal a la colitis llamada hemorrágica, crónica, grave, indeterminada, idiopática, tromboulcerosa, inespecífica, progresiva o incurable.

DEFINICIÓN.

La colitis ulcerativa es una enfermedad crónica de evolución cíclica, estacional y recidivante, que se desarrolla en enfermos con distonía psiconeurovegetativa, y se caracteriza por la aparición en el colon recto de lesiones ulcerosas hemorrágicas resistentes al tratamiento, interviniendo en su desarrollo polifactores causales (NASIO).

En nuestra experiencia de varios lustros, creemos que ésta es una adecuada definición de la rectocolitis ulcerativa grave o policausal. Constituye una característica digna de destacar la preferencia de esta enfermedad por sujetos lábiles desde el punto de vista psiconeurovegetativo y la existencia de hemorragia.

ETIOLOGÍA.

La causa de la colitis ulcerativa no existe. Existen, en cambio, factores policausales de distinta naturaleza, de carácter predisponente, que en un organismo con distonía psiconeurovegetativa desarrollan en la mucosa del receptor rectológico lesiones inespecíficas que se es-

tablecen y se mantienen favorecidas por factores precipitantes locales.

Los factores predisponentes de orden general son: heredoconstitucionales, circulatorios, infecciosos, alérgicos, nutritivos y físicos (cuadro I).

Los factores precipitantes de carácter local son, por un lado, los factores isquémicos, que desprotegen la mucosa rectocolónica, y por otro lado, los factores agresivos, que actúan sobre esa misma mucosa (cuadro II).

Este es nuestro concepto de la etiología de la colitis ulcerativa, que de acuerdo con nuestros trabajos clínicos y experimentales, tiene gran afinidad con la úlcera péptica¹ y². Creemos que la historia de la etiología de la colitis ulcerativa adolece del grave error "unicista" de pretender encontrar para una enfermedad tan compleja como crónica una causa determinada (virósica, bacteriana, hormonal o vitamínica). De acuerdo a algunos autores y a nuestros trabajos, se demuestra que son distintos los factores que intervienen en el desarrollo de esta enfermedad; por otro lado, la inespecificidad anatomofuncional e histológica de las lesiones obliga a reconocer plurifactores predisponentes y precipitantes. Intentar lo contrario es facilitar una mayor confusión y no aprovechar debidamente los conocimientos que se han ido adquiriendo en el estudio sobre la naturaleza de esta enfermedad.

Las enfermedades de sistemas, que nosotros denominados enfermedades tisulares, en las que el proceso más que en un órgano se asienta en un determinado tejido de un órgano, tal como la colitis ulcerativa, úlcera péptica, hipertensión arterial, asma, infarto miocárdico y muchas otras, no tienen una etiología única, ya que está debidamente demostrado que son varios los factores que inciden en el desarrollo de estas enfermedades relacionados con ese determinado proceso tisular orgánico. Para evitar la descripción de las distintas etiologías las hemos agrupado, según nuestro concepto, en el cuadro I.

FRECUENCIA.

En nuestra casuística³ sobre 18.000 enfermos del aparato digestivo (1939-42), las enfermedades del colon han sido unas de las más frecuentes, exhibiendo una proporción del 26 por 100. Dentro de estas colonopatías las colitis, en general, constituyen el 25 por 100. Por el contrario, la frecuencia de la colitis ulcerativa policausal o hemorrágica no ha llegado a ofrecer cifras mayores del 1 por 100. En este sentido, la estadística varía muchísimo, por cuanto la concentración de estos enfermos en los distintos Servicios hospitalarios no se hace por igual. Por otra parte, la rebeldía y cronicidad de esta enfermedad hace que diferentes médicos o Servicios hospitalarios atiendan al mismo enfermo.